

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004年5月13日 (13.05.2004)

PCT

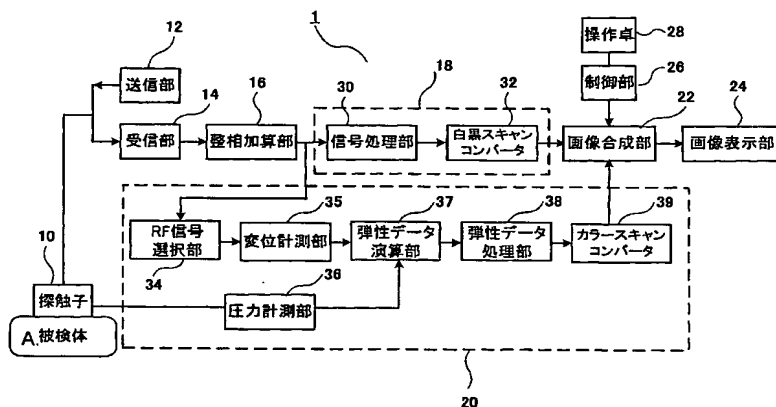
(10) 国際公開番号
WO 2004/039262 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 8/08 (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区 内神田一丁目1番14号 Tokyo (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2003/013301
- (22) 国際出願日: 2003年10月17日 (17.10.2003)
- (25) 国際出願の言語: 日本語 (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 松村 剛 (MATSUMURA, Takeshi) [JP/JP]; 〒277-0825 千葉県 柏市 布施 903-1-B202 Chiba (JP). 玉野 聡 (TAMANO, Satoshi) [JP/JP]; 〒277-0054 千葉県 柏市 南増尾 1-20-1-512 Chiba (JP). 三竹 毅 (MITAKE, Tsuyoshi) [JP/JP]; 〒278-0022 千葉県 野田市 山崎 2361-1-N506 Chiba (JP). 椎名
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2002-304399
2002年10月18日 (18.10.2002) JP

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPHIC DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



- 12...TRANSMISSION SECTION
14...RECEPTION SECTION
16...PHASING ADDITION SECTION
30...SIGNAL PROCESSING SECTION
32...WHITE-BLACK SCAN CONVERTER
28...OPERATION TABLE
26...CONTROL SECTION
22...IMAGE SYNTHESIS SECTION
24...IMAGE DISPLAY SECTION
34...RF SIGNAL SELECTION SECTION
35...DISPLACEMENT MEASUREMENT SECTION
37...ELASTICITY DATA CALCULATION SECTION
38...ELASTICITY DATA PROCESSING SECTION
39...COLOR SCAN CONVERTER
10...PROBE
A...TEST BODY
36...PRESSURE MEASUREMENT SECTION

(57) Abstract: An ultrasonographic device includes: a probe brought into contact with a test body and transmitting/receiving an ultrasonic wave to/from the probe; means for receiving via the probe a reflection echo signal from the test body corresponding to the ultrasonic wave transmitted and constituting a tomogram; means for transmitting an ultrasonic wave while changing the pressure of the probe in contact with the test body, receiving via the probe a reflection echo signal from the test body corresponding to the ultrasonic wave transmitted so as to measure displacement of the biological tissue of the test body and obtain elasticity information, and constituting a color elasticity image from the elasticity information; means for synthesizing a semi-transparent image of the tomogram and the color elasticity image according to the image information of at least one of the tomogram and the color elasticity information; and means for selectively displaying the tomogram, the color elasticity image, and the semi-transparent synthesized image. Thus, it is possible to obtain accurate diagnosis on relationship between the biological tissue and its elasticity in the ultrasonograph.

(57) 要約: 本発明の超音波診断装置は、被検体に探触子を当接しその探触子から超音波を送信し、該送信された超音波に対応する被検体からの反射エコー信号を前記探触子により受信して断層像を構成する手段と、前記被検体に前記探触子を当接する際の圧力を変えながらその探

波に対応する被検体からの反射エコー信号を前記探触子により受信して断層像を構成する手段と、前記被検体に前記探触子を当接する際の圧力を変えながらその探

[続葉有]



殺 (SIINA, Tsuyoshi) [JP/JP]; 〒305-0032 茨城県 つ
くば市 竹園 2-808-205 Ibaraki (JP). 山川 誠
(YAMAKAWA, Makoto) [JP/JP]; 〒305-0031 茨城県 つ
くば市 吾妻 1-16-2-402-712 Ibaraki (JP).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

— 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補正書受領の際には再公開される。

(81) 指定国 (国内): CN, US.

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

触子から超音波を送信し、該送信された超音波に対応する被検体からの前記受信された反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求め、その弾性情報からカラー弾性画像を構成する手段と、前記断層像と前記カラー弾性画像との少なくとも一方の画像情報に基づき前記カラー弾性画像から半透明画像を構成し、その半透明画像と前記断層像とを合成する手段と、前記合成された画像を表示する手段と、を備えている。これにより、超音波診断画像で生体組織とその弾性との関係を的確に診断できる。

明 細 書

超音波診断装置

5 技術分野

本発明は、被検体の断層画像情報と被検体の生体組織の硬さや柔らかさ等を表す弾性画像情報とを用いて合成画像を作成し、半透明表示する技術に関する。

背景技術

- 10 近年、超音波診断装置では、被検体の断層画像情報と、被検体の生体組織が硬いあるいは柔らかいという弾性画像情報から両者の合成画像を作成することが提案されている。

- その一例は、特開平 2000-60853 号公報（特許文献 1）に記載されている。すなわち、被検体から発生する時系列の反射エコー信号に基づいて被検体の生体組織の変位を計測し、計測された変位から弾性情報例えば生体組織の硬さ、軟らかさ、歪み、弾性率などを求め、求められた弾性情報からカラー弾性画像を作成し、これを別途作成した断層画像に上書き表示して両画像を対応させることにより、被検体の生体組織の硬い部位又は軟らかい部位を判断するものである。
- 15

- 他方、カラーの血流情報を示すカラードプラ像を半透明画像にして両者の位置関係に基づいて断層画像と重ね合わせて表示させる技術が特開平 8-173428 号公報（特許文献 2）に開示されている。
- 20

発明の開示

- 本発明の超音波診断装置は、被検体に当接しその探触子から超音波を送受信する探触子と、該送信された超音波に対応する被検体からの反射エコー信号を前記探触子により受信して断層画像を構成する手段と、前記被検体に前記探触子を当接する際の圧力を変えながらその探触子から超音波を送信し、該送信された超音波に対応する被検体からの前記受信された反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求め、その弾性情報からカラー弾性画像
- 25

を構成する手段と、前記断層画像と前記カラー弾性画像の少なくとも一方の画像情報に基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像を半透明画像として合成する手段と、前記断層画像、カラー弾性画像及び前記合成画像の半透明画像を選択的に表示する手段と、を備えたことを特徴としている。

- 5 これにより、超音波診断画像において生体組織とその弾性との関係を的確に診断できる。

 本発明の望ましい一実施形態によれば、前記画像合成手段は、前記断層画像構成手段により構成された断層画像データと前記弾性画像構成手段により構成されたカラー弾性画像データのそれぞれの合成設定割合に基づき断層画像データとカラー弾性画像データの半透明画像データを合成する手段を含む。

10

 また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報に基づき前記断層画像データと前記カラー弾性画像データとの合成割合が設定される。また、前記探触子に取り付けられその探触子の前記被検体への当接圧力情報を計測する圧力計測部と、この圧力計測部により計測された圧力情報に基づき前記断層画像データと前記カラー弾性画像データとの合成割合が設定される。また、前記断層画像の平均値を求める手段と、弾性画像のカラー輝度の平均値を求める手段と、該求められた各平均値がそれぞれ等量になるような係数を求める手段と、該求められた計数を断層画像の各要素点に乗じて弾性画像の合成設定割合を求める手段とを含む。

15

20 さらに、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記カラー弾性画像データの関心領域を可変設定する手段を備え、前記関心領域において半透明画像データを合成することを含む。

 これにより、弾性画像の表示領域を例えば小さくすることでその演算領域を小さくできるので、断層画像と弾性画像の混合計測の際にフレームレートが向上される。

25

 また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記画像合成手段は、前記断層画像の輝度情報を3原色に分離し、その分離された3原色と前記カラー弾性画像の色相情報とから合成された半透明画像情報を演算する演算手段を含む。

また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記表示手段は、前記弾性画像と前記断層画像の何れか一方の画像の合成設定割合の数値を前記表示部に選択的に表示する手段を含む。この表示設定手段に表示された数値は、任意に変更することができ、前記表示制御手段は変更された数値をその変更に関連して表示するように構成される。

これにより、断層画像と弾性画像との合成設定割合が明示され、操作者はその合成設定割合は任意に設定される。

また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記弾性画像構成部は、弾性情報の設定閾値に基づいて前記カラー弾性画像の弾性が異なる組織の境界線を検出する輪郭検出手段と、前記検出された境界線と前記構成された断層画像との合成画像を生成する手段とを含む。

弾性画像の輪郭画像と断層画像とが重合表示されることにより、断層画像で得られる形態情報が強調して表示され、より両者の位置関係が明確になる。

また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記表示選択手段は、前記断層画像データと前記弾性画像データを格納する手段を備え、前記格納された断層画像データと弾性画像データを切り替えて前記表示部に選択表示することを含む。

これにより、観察者の目の残像効果で断層画像と弾性画像を対応づけることができる。

また、本発明の望ましい一実施形態によれば、前記画像合成手段は、前記断層画像データと前記弾性画像データのそれぞれの画像表示アドレスを演算する表示アドレス演算手段と、該演算された表示アドレスに前記断層画像データと前記弾性画像データの画素を割り当てて合成画像を生成する画像生成手段とを含む。

これにより、前記断層画像と前記弾性画像がストライプ状又市松模様状に表示され、両方の位置関係は容易に把握される。

図面の簡単な説明

図 1 は本発明に基づく超音波診断装置の望ましい一実施形態を示すブロック図である。図 2 は図 1 の画像合成部の一実施形態を示すブロック図である。図 3 はカラー弾性画像を半透明にして断層画像に重ねて表示した合成画像の表示例を示

す図である。図 4 は図 1 において探触子の被検体への圧迫速度による歪平均値とカラー比率の関係を示すグラフである。図 5 は断層画像とカラー弾性画像を半透明表示する場合の合成設定割合を数値表示する例を示す図である。図 6 は本発明の望ましい一実施形態として、輪郭抽出されたカラー弾性画像と断層画像と表示して擬似的に半透明表示する例を示す図である。図 7 は本発明の望ましい他の一実施形態として断層画像とカラー弾性画像をフレーム毎に切り替えて擬似的に半透明表示する例を示す図である。図 8 は本発明の望ましい他の一実施形態として、断層画像とカラー弾性画像を線上に交互に表示する例を示す図である。図 9 は本発明の望ましい他の一実施形態として、断層画像とカラー弾性画像を交互の画素に表示する例の表示例を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面に従って本発明に係る超音波診断装置の好ましい実施の形態について詳しく説明する。

15 (実施形態 1)

本発明を適用してなる超音波診断装置の第 1 の実施形態について、図 1 乃至図 3 を用いて説明する。

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 には、被検体に当接させて用いる探触子 10 と、探触子 10 を介して被検体に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信部 12 と、被検体から発生する時系列の反射エコー信号を受信する受信部 14 と、受信された反射エコーを整相加算して RF 信号フレームデータを時系列に生成する整相加算部 16 とが設けられている。

また、整相加算部 16 からの RF 信号フレームデータに基づいて被検体の濃淡断層画像例えば白黒断層画像を構成する断層画像構成部 18 と、整相加算部 16 の RF 信号フレームデータから被検体の生体組織の変位を計測して弾性データを求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部 20 とが備えられている。そして、白黒断層画像とカラー弾性画像を合成する画像合成部 22 と、合成された合成画像を表示する画像表示部 24 が設けられている。

探触子 10 は、複数の振動子を配設して形成されており、電子的にビーム走査を行って被検体に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。

送信部 12 は、探触子 10 を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点をある深さに設定する機能を有している。また、受信部 14 は、探触子 10 で受信した反射エコー信号について所定のゲインで増幅して RF 信号すなわち受波信号を生成するものである。

整相加算部 16 は、受信部 14 で増幅された RF 信号を入力して位相制御し、一点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成して RF 信号フレームデータを生成するものである。

断層画像構成部 18 は、信号処理部 30 と白黒スキャンコンバータ 32 を含んで構成されている。ここで、信号処理部 30 は、整相加算部 16 からの RF 信号フレームデータを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行って輝度情報を得て、断層画像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ 32 は、信号処理部 30 からの断層画像データをデジタル信号に変換する A/D 変換器と、変換された複数の断層画像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラを含んで構成されている。その白黒スキャンコンバータ 32 は、制御コントローラによりフレームメモリに格納された被検体内の断層フレームデータを 1 画像として取得し、取得された断像フレームデータをテレビ同期で読み出すための信号に変換するものである。

また、弾性画像構成部 20 は、RF 信号選択部 34 と、変位計測部 35 と、圧力計測部 36 と、弾性データ演算部 37 と、弾性信号処理部 38 と、カラースキャンコンバータ 39 とを含んで構成されており、整相加算部 16 の後段に分岐して設けられている。

RF 信号選択部 34 は、フレームメモリと、選択部とを含んで構成されている。その RF 信号選択部 34 は、整相加算部 16 からの複数の RF 信号フレームデータをフレームメモリに格納し、格納された RF 信号フレームデータ群から選択部により 1 組すなわち 2 つの RF 信号フレームデータを選び出すものである。例えば、RF 信号選択部 34 は、整相加算部 16 から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成される RF 信号フレームデータをフレームメモリ内に順次確保し、

制御部 26 からの指令に応じて現在確保された RF 信号フレームデータ (N) を第 1 のデータとして選択部で選択すると同時に、時間的に過去に確保された RF 信号フレームデータ群 (N-1、N-2、N-3...N' M) の中から 1 つの RF 信号フレームデータ (X) を選択するものである。なお、ここで N、M、X は RF 信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数とする。

変位計測部 35 は、1 組の RF 信号フレームデータから生体組織の変位などを求めるものである。例えば、変位計測部 35 は、RF 信号選択部 34 により選択された 1 組のデータすなわち RF 信号フレームデータ (N) 及び RF 信号フレームデータ (X) から 1 次元或いは 2 次元相関処理を行って、断層画像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方角と大きさに関する 1 次元又は 2 次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。ブロックマッチング法とは、画像を例えば N×N 画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これを参照して予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理を行う。

また、断層画像構成部 18 で用いられる RF 信号と弾性画像構成部 20 で用いられる RF 信号は同一のタイミングのものを使って、それぞれ断層画像及び弾性画像を得てもよい。この構成によれば、両方の回路が共用でき、断層画像及び弾性画像を得る際のフレームレートが向上できる。

圧力計測部 36 は、被検体の診断部位における体腔内圧力を計測、計算するものである。例えば、被検体の体表面に接触させて用いる探触子 10 には、圧力センサを有する圧力計測部が取り付けられており、その探触子 10 のヘッドを加圧、減圧することで被検体の診断部位の体腔内に応力分布を与える。このとき、任意の時相において、圧力センサは、探触子ヘッドにより体表面に加えられた圧力を計測して保持するようにしている。

弾性データ演算部 37 は、変位計測部 35 からの計測値例えば移動ベクトルと圧力計測部 36 からの圧力値とから断層画像上の各点に対応する生体組織の歪みや弾性率を演算し、その歪みや弾性率に基づいて弾性画像信号すなわち弾性フレームデータを生成するものである。

このとき、歪みのデータは、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、圧力の変化を移動量の変化で除することによって計算される。例えば、変位計測部 35 により計測された変位を ΔL 、圧力計測部 36 により計測された圧力を ΔP とすると、歪み (S) は、 ΔL を空間微分することによって算出することができるから、 $S = \Delta L / \Delta X$ という式を用いて求められる。また、弾性率データのヤング率 Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層画像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2 次元の弾性画像データを連続的に得ることができる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じるひずみに対する比である。

弾性データ処理部 38 は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、弾性データ演算部 37 から時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータを制御部 26 の指令に応じて画像処理部により画像処理を行うものである。

カラーキャンコンバータ 39 は、弾性データ処理部 38 からの弾性フレームデータに基づいて色相情報に変換するものである。つまり、弾性フレームデータに基づいて光の 3 原色すなわち赤 (R)、緑 (G)、青 (B) に変換するものである。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。

画像合成部 22 は、図 2 に示すように、フレームメモリ 50 と、画像処理部 51 と、画像選択部 52 とを備えて構成されている。ここで、フレームメモリ 50 は、白黒キャンコンバータ 32 からの断層画像データとカラーキャンコンバータ 39 からの弾性画像データとを格納するものである。また、画像処理部 51 は、フレームメモリ 50 に確保された断層画像データと弾性画像データを制御部 26 の指令に応じて合成設定割合で加算して合成するものである。合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層画像とカラー弾性像の各情報を合成設定割合で加算したものとなる。さらに、画像選択部 52 は、フレームメモリ 50 内の断層画像データと弾性画像データ及び画像処理部 51 の合成画像データのうちから画像表示部 24 に表示する画像を制御部 26 の指令に応じて選択するものである。前記

合成画像データの割合設定は、前記圧力計測部により計測された圧力又は前記弾性画像構成部により求められた弾性情報の少なくとも一方を選択し、その選択された圧力又は弾性情報に基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像との重合する割合を設定してもよい。また、画像合成部 22 は、前記合成設定割合、前記カラー弾性画像の関心領域の少なくとも 1 つを制御部 26 の指令に応じて可変設定してもよい。前記関心領域を設定するのは、画像表示領域の一部に弾性画像を表示することとすれば、弾性画像の表示時間が短縮されることになり、断層画像との合成画像のフレームレートを向上できる。また、前記断層画像の画像情報は、前記断層画像構成部により構成された断層画像の輝度情報であってもよい。前記弾性画像の画像情報は、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報であってもよい。さらに、前記探触子の圧力を計測する圧力計測部を備え、前記弾性画像の画像情報は、前記圧力計測部により計測された圧力であってもよい。

このように構成される超音波診断装置 1 の動作について説明する。超音波診断装置 1 は、被検体に当接させた探触子 10 を介して被検体に時間間隔をおいて送信部 12 により超音波を繰り返し送信し、被検体から発生する時系列の反射エコー信号が受信部 14 により受信されて整相加算されて RF 信号フレームデータが生成される。その RF 信号フレームデータに基づいて断層画像構成部 18 により濃淡断層画像例えば白黒 B モード像が得られる。このとき、探触子 10 を一定方向走査すると、一枚の断層画像が得られる。一方、整相加算部 16 により整相加算された RF 信号フレームデータに基づいて弾性画像構成部 20 によりカラー弾性画像が得られる。そして、得られた白黒断層画像とカラー弾性画像を画像合成部 22 により加算して合成画像を作成する。

ここで、画像合成部 22 の処理の一例を説明する。以下の説明では、画像処理部 51 に入力される断層画像データを（断層画像データ） i, j 、弾性画像データを（弾性画像データ） i, j としている。ここで、 (i, j) はデータ要素の座標を示している。

まず、白黒の輝度情報を有する断層画像データを色相情報に変換する。変換後の断層画像データが白黒輝度情報と同じビット長であるとする、変換された断

層画像データに関する色相データ、すなわち光の 3 原色 (RGB) のデータは次の式 (1) のように表される。

$$\begin{aligned}
 & \text{(断層画像データ R)}_{i,j} = \text{(断層画像データ)}_{i,j} \\
 & \text{(断層画像データ G)}_{i,j} = \text{(断層画像データ)}_{i,j} \\
 5 \quad & \text{(断層画像データ B)}_{i,j} = \text{(断層画像データ)}_{i,j} \quad \dots (1)
 \end{aligned}$$

次に、変換された断層画像データと弾性画像データを合成設定割合 (α) で加算して合成する。ここで、合成設定割合 (α) は、生体組織の性質などに応じて観察者により操作卓 28 から予め任意に設定されており、ゼロより大きく 1 より小さい値である。この合成設定割合 (α) を用いると、生成される合成画像は、
 10 式 (2) に示すように合成される。そして、合成された合成画像は、画像選択部 52 により選択されて表示部 24 に表示される。

$$\begin{aligned}
 & \text{(合成画像データ R)}_{i,j} \\
 & = (1 - \alpha) \times \text{(断層画像データ R)}_{i,j} + \alpha \times \text{(弾性画像データ R)}_{i,j} \\
 & \text{(合成画像データ G)}_{i,j} \\
 15 \quad & = (1 - \alpha) \times \text{(断層画像データ G)}_{i,j} + \alpha \times \text{(弾性画像データ G)}_{i,j} \\
 & \text{(合成画像データ B)}_{i,j} \\
 & = (1 - \alpha) \times \text{(断層画像データ B)}_{i,j} + \alpha \times \text{(弾性画像データ B)}_{i,j} \quad \dots (2)
 \end{aligned}$$

このように合成される画像について図 3 を用いて説明する。図 3A は、腫瘍 60 が白黒断層画像で表示されている。また、図 3B は、腫瘍 60 の周囲における生体
 20 組織の硬化領域 61 がカラー弾性画像で表示されている。そして、図 3C には、画像合成部 22 により白黒断層画像とカラー弾性画像が所望の割合で合成された合成画像が表示されている。

図 3C に示すように、合成画像は、図 3A の白黒断層画像と図 3B のカラー弾性画像を各座標点において合成設定割合 (α) で加算したものであるから、両方の
 25 画像の情報が反映されている。したがって、図 3C に示す画像には、硬化領域 61 の画像上に腫瘍 60 の断層画像が半透明表示されているので、腫瘍 60 の大きさ、位置を識別することができ、手術による摘出範囲を的確に決めることができる。

この半透明表示は白黒断層画像とカラー弾性画像の両画像が重ねられて見える状態であれば、両画像のうちの少なくとも一方を半透明表示となるように画像合成部 22 により処理することもできる。

5 また、断層画像のゲイン補正等の情報に基づいて断層画像と弾性画像の合成設定割合を変えれば、画像表示の際に、適正に色付けされた診断能の高い画像が表示できる。

10 このように本実施形態の超音波診断装置によれば、弾性画像による生体組織の弾性と断層画像による超音波反射強度の分布すなわち生体組織形態を同一画像上で相互に対比できる画像を表示することができ、生体組織とその弾性との関係を的確に診断することが可能になる。

(実施形態 2)

次に、断層画像と弾性画像の合成設定割合 (α) の数値を表示し、その合成設定割合を可変設定する例を説明する。

15 画像合成部 22 は、図 2 の制御部 26 に文字情報生成部 26a を備えて構成している。文字情報生成部 26a は、例えば白黒断層画像データと弾性画像データを重畳する際のそれら各画像の設定される合成設定割合を数値表示するためのもので、キャラクタージェネレータなどが知られている。

20 ここで、文字情報生成部により、合成設定割合を表示して可変設定する理由について説明する。図 4 に示すように、1 フレーム内における歪み計測点群を母集団とした統計処理によると、その歪み平均値として例えば 0.8% 程度の歪み量が得られる場合にカラー比率、つまり最もコントラストの高い歪み画像が得られている。歪み平均値は、その時相における圧迫速度と関連し、圧迫速度が速いほど、平均値は高く、遅いほど、平均値は小さくなるという特性を有している。

25 そこで、歪み平均値をカラー比率に対応させれば、高画質な場合（圧迫速度が最適な場合）ほどカラーの比率が高くなり、弾性画像を観察することにより、最適な圧迫動作が体得され、探触子を加圧操作する操作者へのフィードバックができる。

また、断層画像データと弾性画像データが重合された合成画像データの画質が最適になるように、例えば、次の手順がある。

1 1

- (1) 断層画像データの白黒輝度の平均値 (Bmean) を求める。
- (2) 弾性画像データのカラー輝度の平均値 (Emean) を求める。
- (3) Bmean と Emean が 1 : 1 になるような Bmean に係数 β を求める
($Bmean \times \beta = Emean$) 。

- 5 (4) 断層画像データの各要素点に β を乗じて、弾性画像データを α の比率で重
合する。

また、断層画像データのゲインに連動して上記合成設定割合となるように設定
されてもよい。

- 10 そして、演算された断層画像データとカラー弾性画像データが画像処理部 51
により合成される。その合成画像は、図 5 に示されるように、画像選択部 52 に
より選択されて表示され、合成設定割合が数値等で、例えば、弾性画像データの
合成設定割合が、0.7 として表示される。なお、合成処理の手順は第 1 の実施形
態で説明した手順と同様である。

- 15 このように、硬化領域 61 を含む弾性画像と腫瘍 60 を含む断層画像とが合成設
定割合に基づいて合成されて表示されることとなる。したがって、適正な合成設
定割合となるように調整すれば、生体組織形態と弾性情報の対応関係を的確に診
断することができる。

- 20 この場合において、合成設定割合は自在に設定してもよい。その設定は、それ
ぞれユーザインターフェース例えば操作卓 18 により任意に設定変更される。つ
まり、複数段階に装置で設定された断層画像と弾性画像の合成設定割合、例えば、
8 段階とした場合、 $\alpha = 0.0, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.8, 1.0$ などと設定されており、
ユーザーが操作卓の上下キーで、いずれかの設定値を任意のタイミングで変更で
きる。また、合成設定割合を 0 から 1 の間の任意の値に設定できるようになっ
ていてもよく、操作卓のロータリキーで設定、変更できるようになっていてもよい。

- 25 また、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報、又は圧力計測部により計
測された前記探触子の圧力に基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像との合成
設定割合を設定するに基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像との合成設定割
合を設定すれば、自動設定された合成設定割合が表示されることになる。

(実施形態 3)

1 2

本実施形態では、弾性画像の硬化領域の輪郭すなわち境界線を示す画像を断層画像に重ねて表示する例を説明する。

5 画像合成部 22 は、図 2 に示した制御部 26 に輪郭検出部 26 b を備えて構成している。輪郭検出部 26 b は、例えば設定された閾値に基づいて生体組織における異なる弾性を有する領域の境界線を検出して抽出する。

ここで、輪郭検出部 26 b について詳細に説明する。以下の説明では、輪郭検出部に入力される弾性画像データを（弾性画像データ X ） $_{i,j}$ 、輪郭検出部から出力される画像データを（輪郭画像データ X ） $_{i,j}$ とする。

10 まず、輪郭検出部 26 b は、（弾性画像データ X ） $_{i,j}$ に画像処理フィルタを用いて 2 値化する。例えば、平滑フィルタやメジアンフィルタを施し、予め操作卓 28 により設定された閾値（T1）に基づいて（画像データ X ） $_{i,j}$ を 2 値化する。これにより、（弾性画像データ X ） $_{i,j}$ は、閾値（T1）より小さい領域と閾値（T1）より大きい領域の 2 つの領域に明確に分離される。

15 次に、（弾性画像データ X ） $_{i,j}$ において分離された 2 つの領域の境界に相当する座標位置（ i, j ）に例えば数値 1 を代入して置換すると同時に、他の座標に数値 0 を代入する。これにより、2 つの領域に境界に相当する座標だけが数 1 となるので、その境界だけを表示する（輪郭画像データ X ） $_{i,j}$ が生成される。

20 更に、別の閾値の境界線も同時に画像化することもできる。例えば、別の閾値（T2）に基づいて（弾性画像データ X ） $_{i,j}$ を 2 つの領域に分離し、その分離された境界に対応する座標（ i, j ）に例えば数値 2 を代入して置換する。この数値 2 を代入した座標と上記数値 1 を代入した座標を抽出すれば、2 本の境界線を表す輪郭画像を得ることができる。このように、観察者の所望に応じて閾値を設定することにより複数の境界線を有する輪郭画像を生成することができる。

25 そして、得られた輪郭画像と断層画像が合成設定割合（ α ）に基づいて画像処理部 51 により加算合成される。その合成画像は、画像選択部 52 により選択されて半透明表示又は半透明表示と異なる表示形態により、断層画像と弾性画像との位置関係を把握できることになる。

このような輪郭検出処理を施した具体的な表示例について図 7 を用いて説明する。図 6 は、白黒断層画像と弾性画像から抽出された輪郭画像を合成処理して表

示させた画像の一例である。図 6A に示すとおり、白黒断層画像は腫瘍 60 を含んで表示されている。また、図 6B に示すとおり、輪郭画像には第 1 の閾値により検出された第 1 の境界線 70 と第 2 の閾値により検出された第 2 の境界線 71 が表示されている。そして、図 6C に示すとおり、白黒断層画像と輪郭画像を合成した合成画像が表示されている。なお、合成処理の手順は第 1 の実施形態で説明した手順と同様である。

このように、図 6C の画像には、腫瘍 60 を含む硬化領域に関する境界線 70 と、生体組織が例えば石灰化した領域 62 に関する境界線 71 の両方の画像が、断層画像に合成されて表示されている。したがって、図 6C に示す画像を観察すれば、生体組織形態と弾性が異なる境界との対応関係を的確に診断することができる。これにより、断層画像で得られる形態情報が強調して表示されるので、より両者の位置関係が明確になる。例えば、癌の治療において、腫瘍 60 の広がりや大きさに対する硬化領域 61 の広がりを相互に対比できることになるから、その広がり相対的な違いを一目瞭然に把握することができ、被検体の摘出範囲を的確に決めることができる。

また、弾性画像に基づいて輪郭画像を作成する例を説明したが、断層画像に基づいて輪郭画像を構成してもよい。また、閾値の値、閾値の個数及び合成設定割合すなわち重合の比率 α 、並びに輪郭検出部 26b の機能を画像合成部 22 において有効にするか無効にするかの決定は、それぞれユーザインターフェース例えば操作卓 18 により任意に設定変更される。

また、前記変位や前記圧力の大小に応じて輪郭線の太さ、色、線種の少なくとも一つを変化させるように表示すれば、輪郭線の太さ等から前記変位や前記圧力の大きさが分かり、操作者や観察者に前記変位や前記圧力の大きさの情報を提供できるようになる。

(実施形態 4)

次に、断層画像のフレームと弾性画像のフレームを交互に表示するようにして、擬似的に半透明表示を行い、観察者の目の残像効果で断層画像と弾性画像を対応づける例を説明する。

画像合成部 22 は、図 2 に示した制御部 26 にフレーム演算部 26c を備えて構成している。フレーム演算部 26c は、例えば白黒断層画像と弾性画像がそれぞれ記憶されているフレームメモリの表示順序を演算する。

5 フレーム演算部 26c は、図 7A、図 7C、図 7E に示されるような腫瘍 60 を含む断層画像と、図 7B、図 7D に示されるような硬化領域 61 を含む弾性画像とをそれぞれを図 7A、図 7B、図 7C、図 7D、図 7E…と交互に表示するものである。この交互表示は、断層画像と弾性画像とが 1 個ずつ交互に表示するようにフレーム演算部 26c に操作卓 28 から指令する。ここでは、断層画像と弾性画像とが 1 個ずつ交互に表示される例を示したが、断層画像を 2 回表示し、弾性画像を 1 回表示するなど表示形態は自在に設定可能であることはいうまでもない。また、断層画像データとカラー弾性画像データと交互表示において、それぞれの RF 信号について別の周波数を用いて、それぞれ断層画像及び弾性画像を得てもよい。これにより、それぞれ所望の分解能の断層画像又は弾性画像を得ることができる。

10 このように、硬化領域 61 を含む弾性画像が、腫瘍 60 を含む断層画像に積分効果で合成されて表示されることとなる。したがって、図 7 に示されるように断層画像と弾性画像が交互に切り換わる画像が画像表示部 24 に表示されれば、観察者の目の残像効果で断層画像と弾性画像を対応づけることができる。これにより、例えば、癌の治療において、腫瘍 60 の広がりや大きさに対する硬化領域 61 の広がりを相互に対比できることになるから、その広がりやの相対的な違いを一目瞭然に把握することができ、被検体の摘出範囲を的確に決めることができる。

15 この場合において、画像の交互表示の形態は自在に設定してもよい。その設定は、それぞれユーザインターフェース例えば操作卓 18 により任意に設定変更される。

(実施形態 5)

25 本実施形態では、弾性画像と断層画像とを所定の画素列（行）又は画素に対して交互に表示する例を説明する。

画像合成部 22 は、図 2 に示した制御部 26 に画像アドレス演算部 26d を備えて構成している。画像アドレス演算部 26d は、例えば白黒断層画像データと弾性画像データの表示アドレスを演算するものである。

画像アドレス演算部 26 d は、図 8A に示されるような腫瘍 60 を含む断層画像データと、図 8B に示されるような硬化領域 61 を含む弾性画像データとのそれぞれを表示する列を演算するものである。ここでは、奇数列を断層画像データ、偶数列を弾性画像データとして図 8C に示されるように演算する。この演算は、一例であって奇数列、偶数列を入れ替える例や、列に代えて行（深度方向）に適用する例など、交互の画素列（行）で表示する例のあらゆる形態を含むことはいくまでもない。

また、画像アドレス演算部 26 d は、図 9A に示されるような断層画像データと、図 9B に示されるような弾性画像データとを表示する画素を演算するものである。ここでは、断層画像データと弾性画像データを交互に表示する画素を演算するものである。

そして、演算された断層画像断層画像データとカラー弾性画像断層画像データが画像処理部 51 で所望の α に基づき擬似的に半透明画像データが生成される。

このように、図 8C 及び図 9C の画像には、硬化領域 61 を含む弾性画像データと腫瘍 60 を含む断層画像データが画素列（行）又は画素毎に交互に表示されている。したがって、図 8C 及び図 9C に示す画像を観察すれば、前記断層画像と前記弾性画像がストライプ状又市松模様状に表示されるので、両方の位置関係を把握しやすくてできる。これにより、例えば、癌の治療において、腫瘍 60 の広がりや大きさに対する硬化領域 61 の広がりを相互に対比できることになるから、その広がりの相対的な違いを一目瞭然に把握することができ、被検体の摘出範囲を的確に決めることができる。

この場合において、列、行及び画素を交互に表示する例を説明したが、交互の行列及び画素は自在に設定してもよい。その設定は、それぞれユーザインターフェース例えば操作卓 18 により任意に設定変更される。

以上、5つの実施形態に基づいて本発明の望ましい実施形態を説明したが、本発明に係る超音波診断装置は、これに限られるものではない。例えば、画像合成部 22 により合成処理される領域を予め設定された表示領域（関心領域）に特定して処理することができる。すなわち、弾性画像構成部 20 は、被検体の生体組織の異なる弾性に色相を付加してカラー弾性画像を構成する際、画像の構成範囲

を制御部 26 の指令に応じて予め設定した関心領域内に特定してカラー画像を構成することができる。したがって、被検体の生体組織全体に渡ってカラー弾性画像を構成する場合に比べ、画像構成時間を短縮することができるため、表示画像のフレームレートを向上させることができる。なお、関心領域すなわち表示画像

5 上の設定領域は、ユーザインターフェース例えば操作卓 28 により任意に設定変更される。また、各実施形態は、個別の表示モードとして画像選択部 52 により選択可能であり、各表示モードを切り替える方法も可能である。

また、本実施形態の画像選択部 52 は、白黒断層画像と弾性画像の合成画像を選

10 択して表示部 24 に表示させているが、表示させる画像を任意に選択することができる。例えば、生成される画像には、断層画像、弾性画像、合成画像、断層画像の輪郭画像、弾性画像の輪郭画像などがあるが、画像選択部 52 は、その生成された画像群のうちから任意の画像を複数選択して同一画面上で並べて表示させることができる。このようにすれば、例えば、断層画像と合成画像とを選択して

15 その両方の画像を並べて表示することができるから、合成画像上で生体組織の形態と弾性との対応関係を知覚した後、その関係を画面に表示させた濃淡断層画像と対比観察させることで再確認することができる。

また、本実施形態の変位計測部 35 は、断層画像の各点に相当する生体組織の移動ベクトルを検出する際、ブロックマッチング法を用いているが、これに代

20 てグラジェント法などの技術を用いることができる。例えば、2 画像データの同一領域における自己相関を計算して変位を算出する方法を用いることができる。

さらに、本実施形態の探触子 10 には、複数の振動子を配設して形成される電子走査形のものをを用いているが、これに代えて 1 つの振動子を有してなる機械式走査形の探触子を用いてもよい。また、この探触子 10 は、被検体の体表面に接

25 触させるものであるが、経食道探触子や血管内探触子を適用することができる。

また、本実施形態における画像の合成処理では、白黒断層画像にカラー弾性画像を合成する例を説明したが、生体組織の性質等に応じて変更することができる。例えば、青系の色相が付された濃淡断層画像と赤系の色相が付された濃淡弾性画像を合成するようにしてもよい。

また、本実施形態の弾性データ演算部 37 は、生体組織の歪み (S) とヤング率 Y_m を求めて弾性画像データを生成しているが、これに代えてスティフネスパラメータ (β)、圧弾性係数 (E_p)、増分弾性係数 (E_{inc}) などの動脈壁の硬さや物性を表すパラメータを求めて弾性率を生成してもよい。

- 5 本実施形態によれば、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、濃淡断層画像とカラー弾性像の画素情報を合成設定割合で加算したものとなるから、両方の画像の情報を含んだ合成画像になる。したがって、合成画像には、異なる生体組織の境界や、生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、それら組織の各部位の弾性情報がカラー画像により半透明表示されるから、生体組織と
- 10 その弾性の関係を的確に診断可能になる。

その結果、例えば、生体組織に腫瘍がある場合、その腫瘍の周囲の生体組織には弾性が硬化している領域が存在するから、腫瘍の大きさと硬化領域の広がり具合の両方を反映した画像が得られるので、その硬化領域の広がりや腫瘍の大きさを相対的に対比することができ、癌等の摘出範囲を的確に決めることができる。

- 15 この場合において、合成に係る合成設定割合、つまり濃淡断層画像データとカラー弾性画像データの少なくとも一方に重み付けを施すことにより、濃淡断層画像による生体組織形態の画像あるいはカラーによる弾性の画像のいずれか一方の画像を重視した所望の半透明表示画像を得ることができる。

- 20 また、合成画像を作成する場合、断層画像の輝度情報を光の 3 原色すなわち RGB 信号に変換し、変換された信号を合成設定割合でカラー弾性画像の色相情報と加算する画像構成部とするのが好ましい。

- 25 また、予め設定された関心領域のカラー弾性画像を作成するのが望ましい。これにより、弾性画像構成部は、被検体の関心領域内の生体組織に特定してカラー弾性画像を構成することができる。したがって、生体組織全体に渡ってカラー弾性画像を構成する場合に比べ、カラー画像の構成時間を短縮することができ、表示画像のフレームレートを向上させることができる。

さらに、合成設定割合および関心領域をそれぞれ可変設定するようにしてもよい。これにより、合成設定割合や関心領域を被検体の観察すべき生体組織に性質に応じて各パラメータを任意に設定することが可能となる。

また、濃淡断層画像にカラー弾性画像を合成設定割合で加算合成することに代えて、弾性情報の設定閾値に基づいてカラー弾性画像の弾性が異なる組織の境界線を検出する輪郭検出部を設け、これにより検出された境界線が濃淡断層画像に重ねて表示するようにしてもよい。

- 5 これにより、表示画像は、生体組織の動き及び形状変化などが表示されると同時に、弾性が異なる生体組織の境界線すなわち輪郭が重ねて表示されるから、生体組織の動き及び形状変化と弾性との対応関係を的確に診断することができる。

- 10 上述によって作成された濃淡断層画像、カラー弾性画像及びこれらの合成画像並びに境界線画像の4つの画像のうち、少なくとも2つを選択する画像選択部を設け、これにより、選択された2つの画像を表示部の同一画面上の2つの表示領域に並べて表示させるようにすることができる。

これにより、例えば、合成画像と濃淡断層画像とを選択して表示させると、合成画像上で生体組織の形態と弾性との対応関係を知覚した後、その関係を画面に表示させた濃淡断層画像と対比観察させることで再確認することができる。

- 15 また、上記実施形態は、断層画像データ、弾性画像データのように画像データをデータ処理する方法で説明したが、断層画像、弾性画像のそれぞれの表示メモリを変えるなどして、それぞれの表示メモリ上の断層画像、弾性画像の表示位置を併せた後、各画像を合成表示することにしてもよい。

請 求 の 範 囲

1. 被検体に当接しその探触子から超音波を送受信する探触子と、該送信された超音波に対応する被検体からの反射エコー信号を前記探触子により
5 受信して断層画像を構成する手段と、前記被検体に前記探触子を当接する際の圧力を変えながら超音波を送信し、該送信された超音波に対応する被検体からの反射エコー信号を前記探触子により受信して前記被検体の生体組織の変位を計測して弾性情報を求め、その弾性情報からカラー弾性画像を構成する手段と、前記断層画像と前記カラー弾性画像の少なくとも一方の画像情報に基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像の半透明画像
10 を合成する手段と、前記断層画像、カラー弾性画像及び前記半透明合成画像を選択的に表示する手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。
2. 前記画像合成手段は、前記断層画像構成手段により構成された断層画像と前記弾性画像構成手段により構成されたカラー弾性画像を所望の合成
15 設定割合に基づき断層画像とカラー弾性画像の半透明合成画像を合成する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
3. 前記画像合成手段は、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報に基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像との合成割合を設定して半透明合成画像を作成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。
- 20 4. 前記画像合成手段は、前記探触子に取り付けられその探触子の前記被検体への当接圧力情報を計測する圧力計測部を備え、この圧力計測部により計測された圧力情報に基づき前記弾性画像構成手段で演算されるカラー弾性画像データと前記断層画像構成手段で演算される断層画像データの合成割合を所望に設定して半透明画像データを得ることを特徴とする請求
25 項 2 に記載の超音波診断装置。
5. 前記画像合成手段は、前記断層画像の平均値を求める手段と、前記弾性画像のカラー輝度の平均値を求める手段と、該求められた各平均値がそれぞれ等量になるような係数を求める手段と、該求められた計数を断層画像

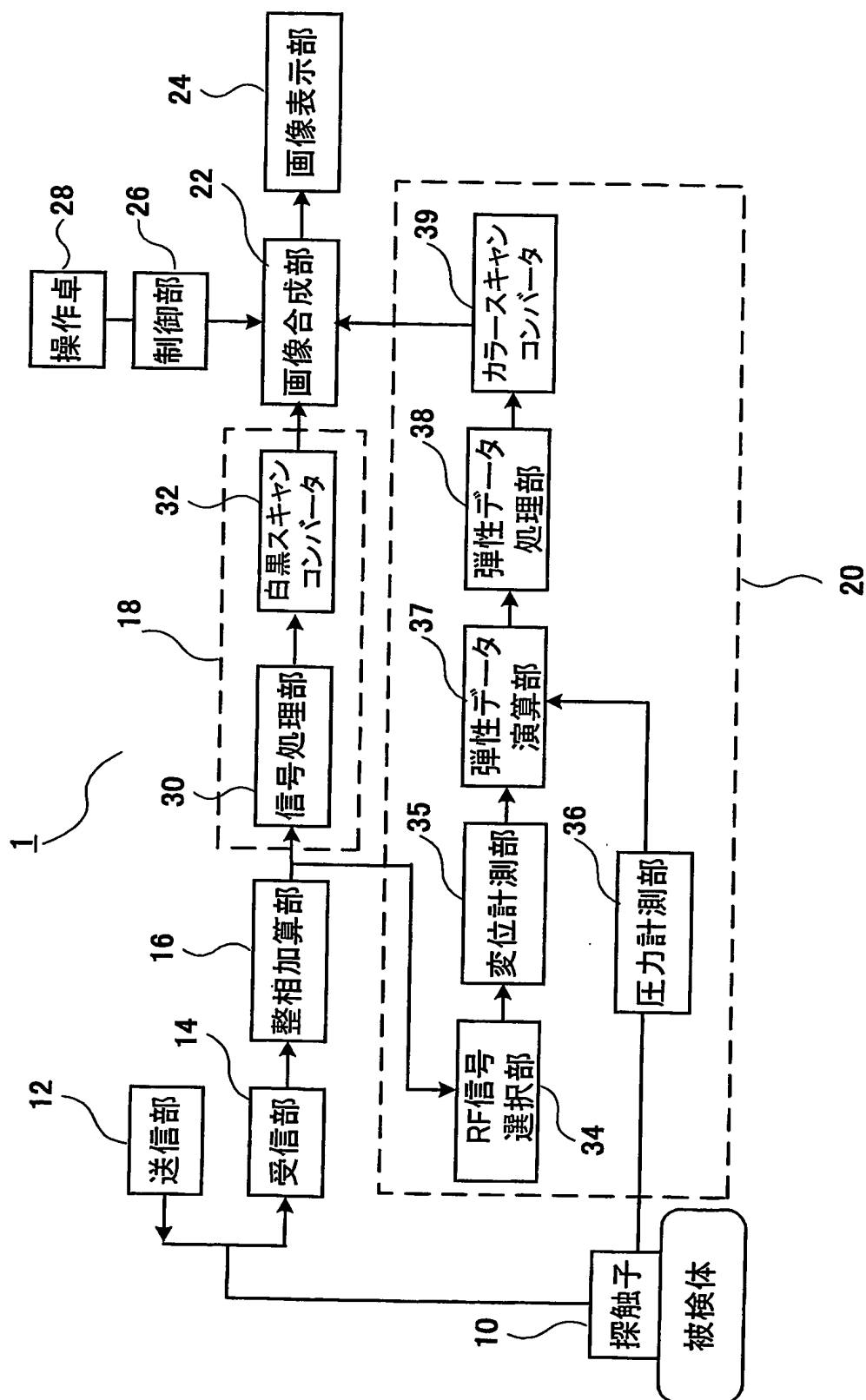
の各要素点に乗じて弾性画像の合成設定割合を求める手段とを備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

- 5 6. 前記画像合成手段は、前記カラー弾性画像データの関心領域を可変設定する手段を備え、前記関心領域において半透明合成画像データを作成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。
7. 前記画像合成手段は、前記断層画像の輝度情報を 3 原色に分離し、その分離された 3 原色と前記カラー弾性画像の色相情報とから半透明画像情報を演算する演算手段を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。
- 10 8. 前記表示手段は、前記弾性画像と前記断層画像の何れか一方の画像の合成設定割合の数値を前記表示部に選択的に表示する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
- 15 9. 前記画像合成手段は、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報の設定閾値に基づいて前記カラー弾性画像の弾性が異なる組織の境界線を検出する輪郭検出手段と、前記検出された境界線と前記構成された断層画像との合成画像を生成する手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
- 20 10. 前記輪郭検出手段は、前記弾性画像構成手段により求められた弾性情報に基づいて前記境界線の太さ、色、線種の少なくとも一つを変更することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。
11. 前記表示選択手段は、前記断層画像情報と前記弾性画像情報と前記半透明合成画像情報を各々格納する手段を備え、前記格納された断層画像情報と弾性画像情報を切り替えて前記表示部に選択表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
- 25 12. 前記格納手段は、断層画像データと弾性画像データと半透明合成画像データを格納し、これらの画像データを切り替えるタイミングを任意に設定する手段を備えたことを特徴とする請求項 11 に記載の超音波診断装置。

13. 前記画像合成手段は、断層画像データと弾性画像データのそれぞれの画像表示アドレスを演算する表示アドレス演算手段と、該演算された表示アドレスに前記断層画像データと前記弾性画像データの画素を割り当てて合成画像を生成する画像生成手段と、を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
14. 前記表示アドレス演算手段は、前記断層画像データと前記カラー弾性画像データをストライプ表示するように演算することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断装置。
15. 前記表示アドレス演算手段は、前記断層画像データと前記カラー弾性画像データを用いて合成画像を市松模様状に表示するように演算することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断装置。
16. 前記断層画像の画像情報は、前記断層画像構成手段により構成される断層画像の利得情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
17. 前記カラー弾性画像の画像情報は、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
18. 前記画像合成手段は、前記断層画像構成手段により構成された断層画像と前記弾性画像構成手段により構成されたカラー弾性画像を所望の合成設定割合に基づき断層画像とカラー弾性画像の半透明合成画像を作成する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。
19. 前記画像合成手段は、前記弾性画像構成部により求められた弾性情報に基づき前記断層画像と前記カラー弾性画像との合成割合を設定して半透明合成画像を作成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。
20. 前記画像合成手段は、前記探触子に取り付けられその探触子の前記被検体への当接圧力情報を計測する圧力計測部を備え、この圧力計測部により計測された圧力情報に基づき断層画像データとカラー弾性画像データの合成割合を所望に設定して半透明画像データを得ることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

1/8

図1



2/8

図2

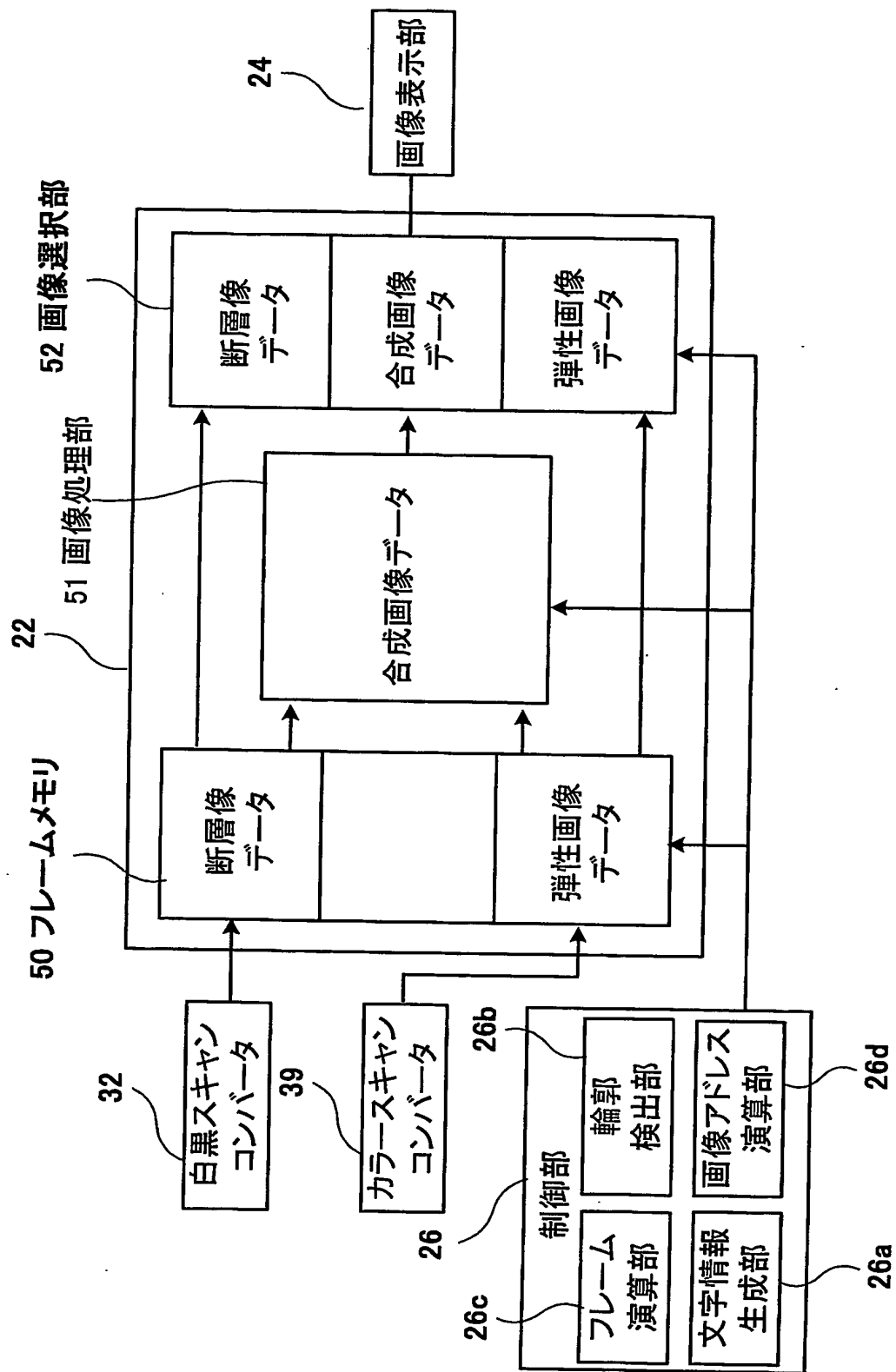
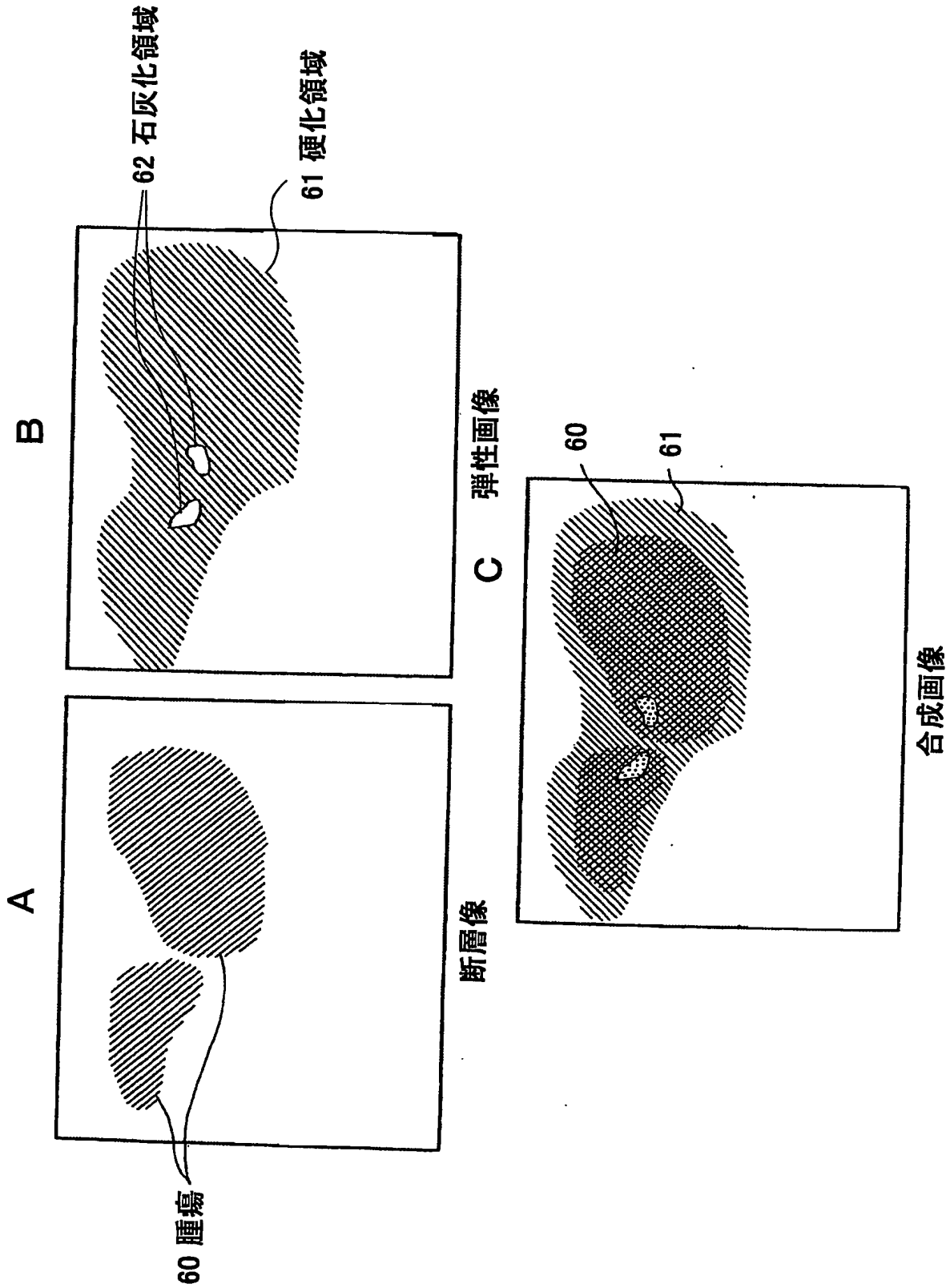


図3



4/8

図4

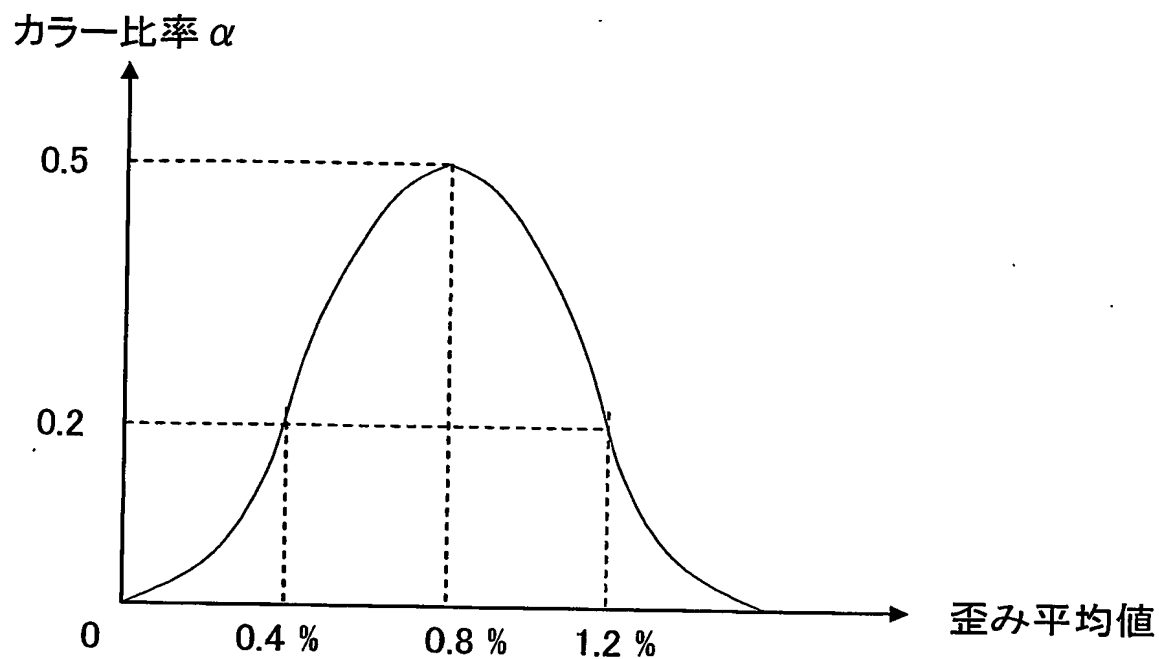
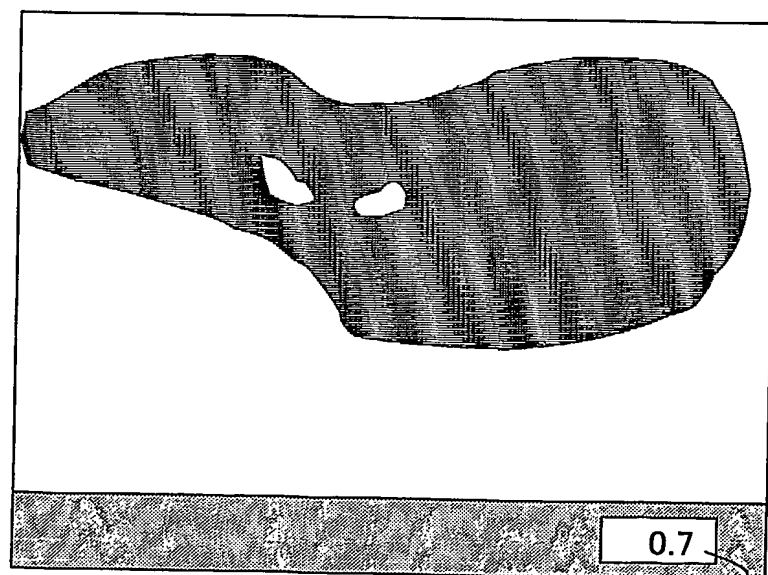


図5



弾性画像

合成設定割合表示

図6

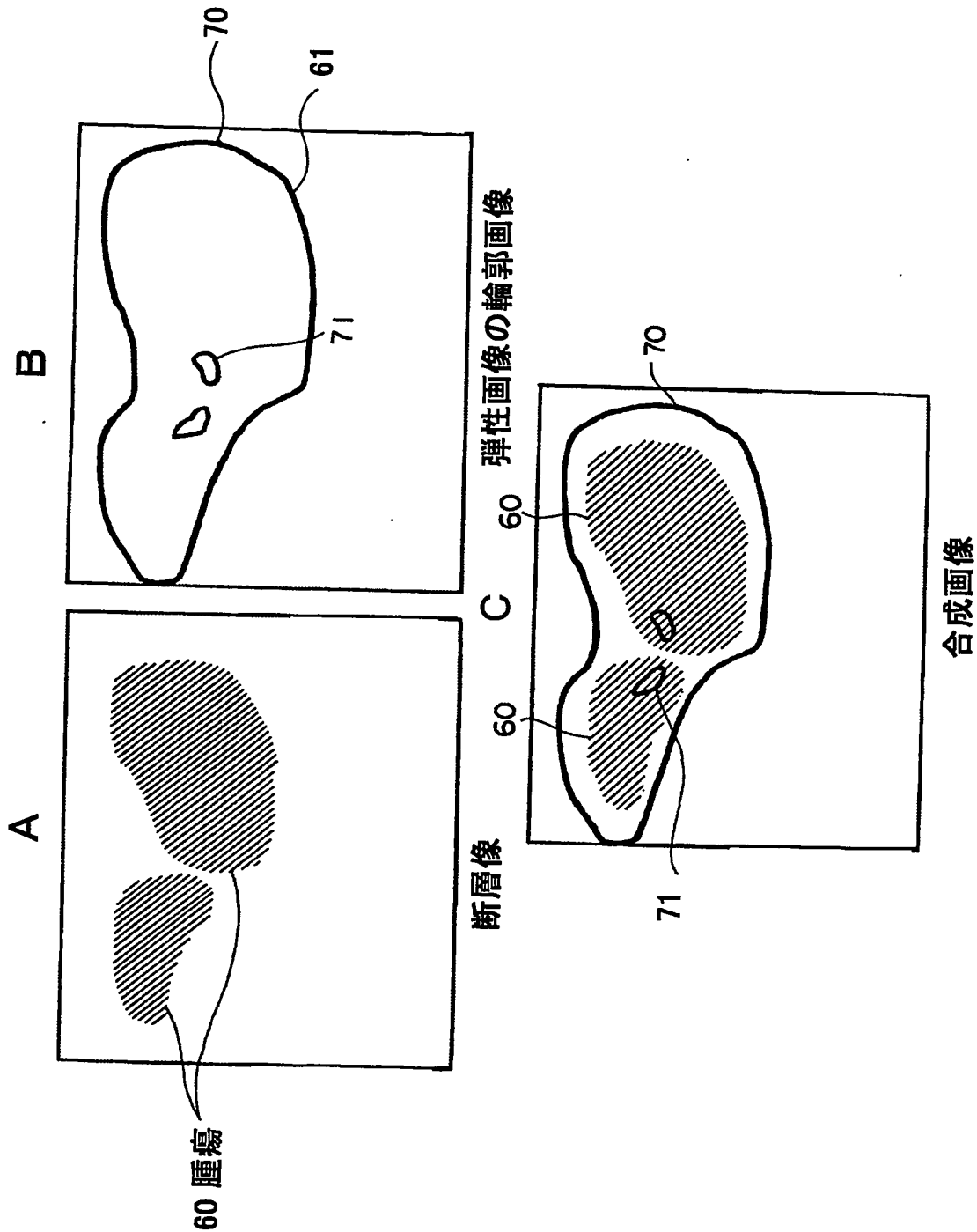


図7

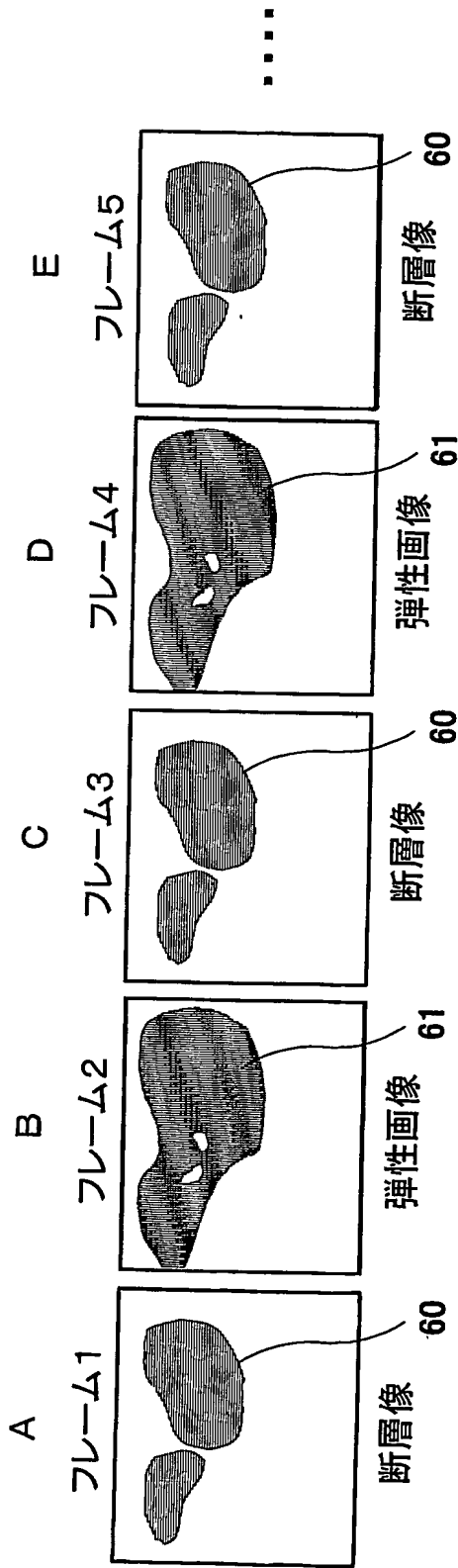


図8

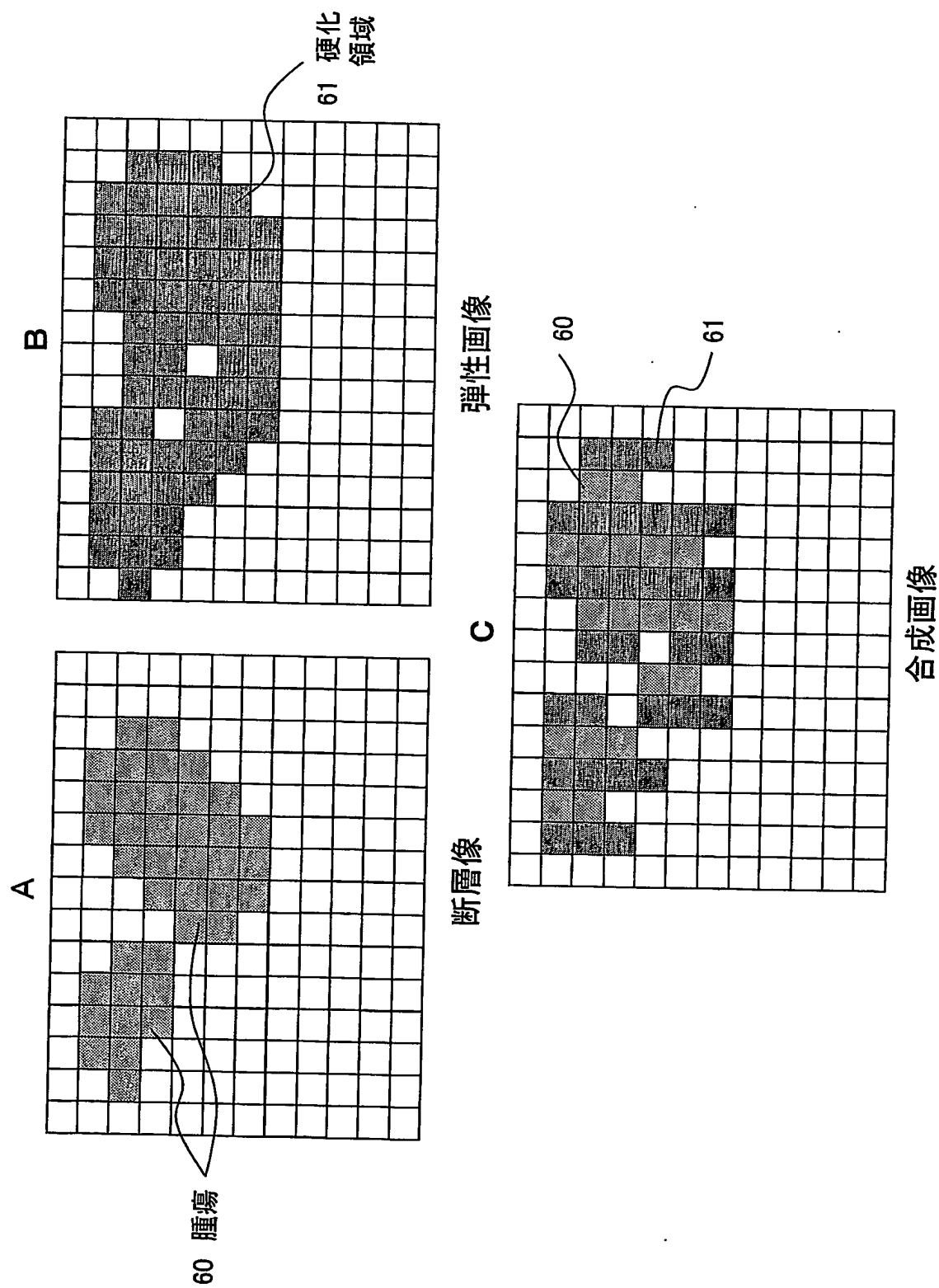
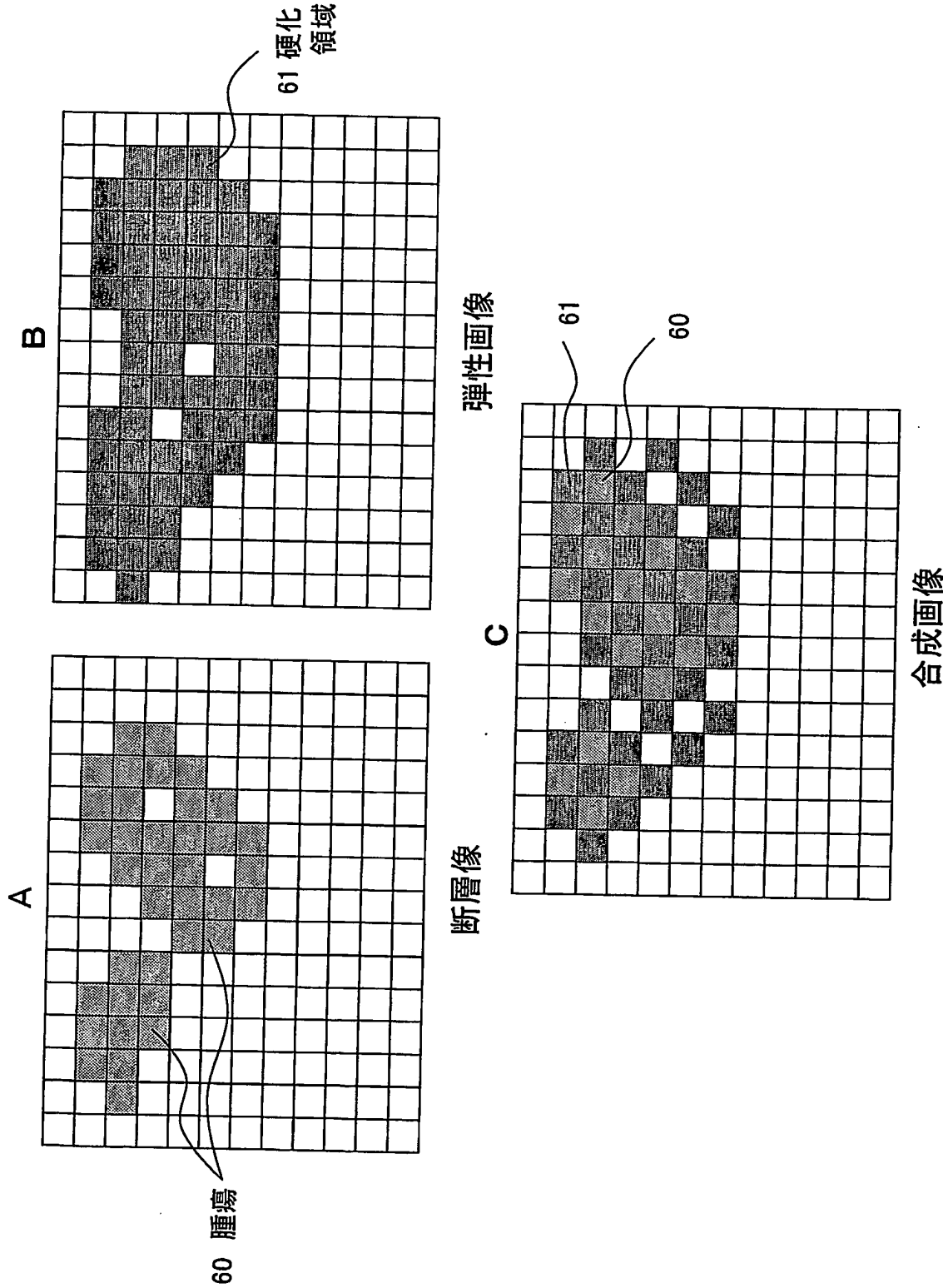


図9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13301

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JMEDPlus FILE(JOIS)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 5-317313 A (Ken ISHIHARA, Hitachi Medical Corp.), 03 December, 1993 (03.12.93), Full text; all drawings (Family: none)	1 2-4, 6, 7, 17-20 5
Y A	JP 6-178777 A (Aloka Co., Ltd.), 28 June, 1994 (28.06.94), Full text; all drawings (Family: none)	2-4, 6, 7, 17-20 1, 5
A	Naotaka NITTA et al., "Cho'onpa ni yoru Soshiki no Hisenkai Dansei Tokusei no Gazoka", The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers A, 01 December, 2001 (01.12.01), No.12, pages 1405 to 1413	1-7, 17-20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search
23 February, 2004 (23.02.04)

Date of mailing of the international search report
09 March, 2004 (09.03.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13301

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 10-105678 A (Toshiba Corp.), 24 April, 1998 (24.04.98), Full text; all drawings & US 2001/0024516 A1	1-7, 17-20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/13301

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to the inventions of claims 1-20 is a technical feature disclosed in claim 1. However, the search has revealed that the technical feature of claim 1 is not novel since it is disclosed in document JP 5-317313 A (Ken ISHIHARA), 03 December, 1993 (03.12.93).

Accordingly, the technical feature of claim 1 cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, it is obvious that the inventions of claims 1-7, 17-20, the inventions of claims 8, 10, the invention of claim 9, the inventions of claims 11, 12, the inventions of claims 13-15, and the invention of claim 16 do not satisfy the requirement of unity of invention.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-7, 17-20

Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/08

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2003年

日本国実用新案登録公報 1996-2003年

日本国登録実用新案公報 1994-2003年

国際調査で利用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)
JMEDPlusファイル (JOIS)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y A	JP 5-317313 A (石原謙、株式会社日立メディコ) 1993. 12. 03 全文、全図 (ファミリーなし)	1 2-4, 6, 7, 17-20 5
Y A	JP 6-178777 A (アロカ株式会社) 1994. 06. 28 全文、全図 (ファミリーなし)	2-4, 6, 7, 17-20 1, 5

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

23. 02. 2004

国際調査報告の発送日

09. 3. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙

2W

3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	新田尚隆他、超音波による組織の非線形弾性特性の画像化、 電子情報通信学会論文誌A、2001. 12. 01、 第12号、p. 1405-1413	1-7, 17-20
A	JP 10-105678 A (株式会社東芝) 1998. 04. 24 全文、全図 &US 2001/0024516 A1	1-7, 17-20

第 I 欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第 1 ページの 2 の続き)

法第 8 条第 3 項 (PCT 17 条 (2) (a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であって PCT 規則 6.4 (a) の第 2 文及び第 3 文の規定に従って記載されていない。

第 II 欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第 1 ページの 3 の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲 1-20 に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲 1 に記載される事項である。しかしながら、調査の結果、請求の範囲 1 に記載される事項は、文献 JP 5-317313 A (石原謙) 1993. 12. 03 に記載される事項であり、新規でないことが明らかとなった。

してみると、請求の範囲 1 に記載される事項は、PCT 規則第 13. 2 の第 2 文の意味における特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲 1-7、17-20 に記載される発明、請求の範囲 8、10 に記載される発明、請求の範囲 9 に記載される発明、請求の範囲 11、12 に記載される発明、請求の範囲 13-15 に記載される発明、請求の範囲 16 に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことが明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1-7、17-20

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。